FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

PITIE - SALPETRIERE

ANNEE 1972 N°

T H E S E

pour le

D O C T O R A T EN M E D E C I N E

(Diplôme d'Etat)

par

Annie B O U S Q U E T

née le 2 Février 1946 à Oran (Algérie)

Interne des Hôpitaux de la Circonscription de PARIS

Présentée et soutenue publiquement le :

TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT DU POULS OCULAIRE

Président : Monsieur Guy OFFRET, Professeur

-:-:-:-:-:-:-:-:-

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41550025_0035

FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

PITIE - SALPETRIERE

ANNEE 1972 N°

T H E S E

pour le

D O C T O R A T EN M E D E C I N E

(Diplôme d'Etat)

par

Annie B O U S Q U E T

née le 2 Février 1946 à Oran (Algérie)

Interne des Hôpitaux de la Circonscription de PARIS

Présentée et soutenue publiquement le :

T E C H N I Q U E S D' E N R E G I S T R E M E N T

D U P O U L S O C U L A I R E

Président : Monsieur Guy OFFRET, Professeur

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

A MES PARENTS

A MA FAMILLE

A Nicole SEVIN

A TOUS MES AMIS

A Monsieur le Professeur Guy OFFRET,

Professeur de Clinique Ophtalmologique à la Faculté de BROUSSAIS - HOTEL-DIEU,
Ophtalmologiste des Hôpitaux,
Officier de la Légion d'Honneur,

Qui m'a fait le grand honneur d'accepter la présidence de cette thèse.

A Monsieur Claude ZENATTI

Ancien Chef de Clinique des QUINZE-VINGTS,
Ophtalmologiste de l'Hôpital de MONTREUIL,

Qui m'a confié le sujet de cette thèse
et m'a patiemment guidée dans mes débuts
en Ophtalmologie.

AVEC MA PROFONDE RECONNAISSANCE

A mes Maîtres d'Externat,
Chefs de Service des Hôpitaux de Paris

Aux Chefs de Clinique et Assistants

qui m'ont appris la Médecine

Aux Ophtalmologistes des Hôpitaux de la Pitié
et de Montreuil qui m'ont aidée de leurs conseils

INTRODUCTION

L'enregistrement graphique des pulsations des vaisseaux irriguant le globe oculaire, ou oculosphygmographie, est né d'une constatation de P. BAILLIART, à partir des oscillations synchrones au pouls du levier du tonomètre de SCHIOTZ.

L'intérêt de cette technique découle de l'anatomie des vaisseaux oculaires tous issus de l'artère ophtalmique, unique branche de la carotide interne émergeant du crâne.

Elle permet donc d'explorer :

- d'une part le système afférent principal : la carotide interne

- d'autre part les vaisseaux afférents, destinés à un seul organe : l'oeil et ses annexes.

De nombreux appareils ont permis progressivement d'obtenir de meilleurs enregistrements des pulsations.

Mais le principe de la pléthysmographie, basé sur les changements de volume d'une région du corps entraînés par le remplissage vasculaire périodique, s'applique d'une manière complexe à l'oeil.

En effet, la surface de contact avec l'appareil de mesure est limitée à la face antérieure du globe et les oscillations vasculaires sont transmises par un milieu hydraulique fermé dont la pression interne est variable. On étudie donc un double équilibre :

- Membrane cornéo-sclérale et pression extérieure,

- Parois vasculaires et milieu intra-oculaire.

Pour pouvoir comparer qualitativement deux tracés, il faut que les pressions intra-oculaires soient semblables et varient de la même façon au cours de la compression.

Pour obtenir des mesures quantitatives valables de la pression vasculaire, il faut parvenir au même moment à l'équilibre entre pression extérieure, pression intra-oculaire et pression artérielle à mesurer.

Dès 1918, P. BAILLIART prévoyait déjà tout l'intérêt de cette technique en ces termes : "... Elle nous permet de nous rendre compte non seulement de la pression sous laquelle l'ondée sanguine pénètre et quitte la cavité oculaire, mais peut-être du volume de cette ondée sanguine".

RAPPEL ANATOMIQUE ET PHYSIOLOGIQUE

La cavité orbitaire est irriguée par l'artère ophtalmique qui naît de la carotide interne au niveau du toit du sinus caverneux.

Dans l'orbite, l'artère ophtalmique donne :

- l'artère centrale de la rétine,
- les artères ciliaires,
- les autres branches orbitaires : lacrymale, sus-orbitaire, musculaires, ethmoïdales et palpébrales.

Ces vaisseaux se répartissent en 3 territoires :

- 1°) Rétinien :

L'artère centrale de la rétine pénètre le nerf optique, 10 millimètres en arrière du globe, émerge au niveau de la papille et se divise en 4 branches dont les artérioles terminales irriguent les couches internes de la rétine jusqu'à la plexiforme externe.

- 2°) Ciliaire :

Les artères ciliaires forment :

- Des branches pour le nerf optique,
- le cercle de Zinn-Haller, avec parfois une branche cilio-rétinienne pour la macula,
- le grand cercle artériel pour l'iris et le corps ciliaire,
- le plexus choroïdien, comprenant des artérioles, la chorio-capillaire et des veinules se drainant par 4 vortiqueuses ; ce réseau nourrit la choroïde, l'épithélium pigmenté et les cellules visuelles de la rétine.

- 3°) Annexiel et orbitaire :

- méninges
- os et périoste
- muscles
- graisse orbitaire
- glande lacrymale
- paupières et conjonctive.

Au pourtour de l'orbite se trouve une série d'anastomoses entre les systèmes carotidiens interne et externe :

1°) Rameau récurrent méningé de l'artère lacrymale et rameau orbitaire de l'artère méningée mouenne, branche de la maxillaire interne.

2°) Rameau malaire de l'artère lacrymale et artère temporale profonde antérieure, branche de la maxillaire interne.

3°) Artère sus-orbitaire et branche frontale de l'artère temporale superficielle.

4°) Artère palpébrale supérieure et rameau orbitaire de la temporale superficielle.

5°) Artère palpébrale inférieure et artère sous-orbitaire, branche de la maxillaire interne.

6°) Artère éthmoïdale et artère sphéno-palatine, branche terminale de la maxillaire interne.

7°) Artère nasale, branche terminale de l'ophtalmique et artère angulaire, branche de la faciale.

-=-=-=-=-=-=-

L'étude physiologique de la circulation oculaire a pour but la mesure des pressions et des débits de chaque territoire vasculaire et ses facteurs de variation.

A - *La mesure des pressions recourt à différentes techniques :*

- *1°) Mesure directe au manomètre, après cathétérisme ou microponction d'un vaisseau ; elle a été pratiquée sur l'animal par WESSELY (1908), DUKE-EIDER (1942) et récemment BILL, au niveau :*

  - *des artères ciliaires antérieures,*
  - *de l'artère centrale de la rétine,*
  - *des veines vortiqueuses.*

Cette méthode traumatisante ne relève que de l'expérimentation.

- *2°) Sphygmoscopie et mesure de la pression par contre-pression variable du vaisseau, suivant le principe de MAREY :*

L'apparition du premier battement artériel correspond à la pression diastolique,

La disparition de tout battement correspond à la pression systolique.

- Pour les vaisseaux directement accessibles, tels que les vaisseaux conjonctivaux et ciliaires antérieurs, on emploie la capsule de SEIDEL : c'est une ventouse munie d'une membrane transparente permettant l'observation du vaisseau et dans laquelle on fait le vide, jusqu'à l'apparition des battements.

- Pour les vaisseaux profonds, on regarde le fond d'oeil à l'ophtalmoscope et on comprime les vaisseaux par l'intermédiaire du globe oculaire à l'aide d'un piston posé sur la sclère.

Cette ophtalmodynamométrie, créée par BAILLIART, permet ainsi l'étude de l'artère centrale au niveau de la papille, mais les pressions obtenues correspondent à l'artère ophtalmique.

Citons également l'anaiotonomètre de BAURMANN, où, à la place d'une compression par piston, on obtient un aplanissement entre la sclère et une calotte hémisphérique, reliée à un manomètre.

L'étude des vaisseaux choroïdiens est beaucoup plus difficile.

On recherche au fond d'oeil un soulèvement pulsatile du pôle postérieur, toujours faible : parfois chez le sujet peu pigmenté ou albinos, on peut observer une artère choroïdienne à travers la rétine.

REMKY (1968) mesure la pression de l'artère ciliaire longue postérieure en employant un ophtalmodynamomètre à piston transparent permettant une transillumination au cours de la compression, et un filtre d'observation pour lumière sélective.

Les chiffres moyens obtenus chez l'homme par ces méthodes sont en millimètres de mercure

- Artère ophtalmique : PD = 75 PS = 75
- Artère ciliaire longue : PD = 40 PS = 75
- [illegible] PD = [illegible]

- 3°) Les méthodes précédentes étudient les circulations partielles et ne permettent pas un enregistrement graphique.

Cependant, les pulsations des vaisseaux oculaires peuvent être enregistrées

- A partir du pouls cornéen : c'est l'oculosphygmographie

- A partir du pouls orbitaire : c'est l'ophtalmodynamographie.

L'objet de cette thèse est de passer en revue ces différentes techniques d'enregistrement

B - Quant à l'étude des débits, la plupart des mesures sont expérimentales

- 1°) Méthodes directes sanglantes :

- sur le lapin (BILL) et le chien (ELGIN) par cathétérisme des veines vortiqueuses et ligature des veines ciliaires antérieures.

- 2°) Méthodes indirectes :

- Par densimétrie réfléchie en illuminant le fond d'oeil après injection intra-veineuse de bleu EVANS.

- Par calcul de la clearance de la vitamine C dans l'humeur aqueuse.

- Par pléthysmographie photo-électrique, enregistrant l'écoulement du flot sanguin.

Les résultats obtenus concernent essentiellement la mesure du flux uvéal ; d'après DUKE-ELDER, le flux choroïdien représente 8/10 de toute la circulation du globe, et d'après FRIEDMAN, le débit rétinien est 8 fois plus petit que celui de la choroïde.

- 3°) En clinique humaine,

On tente d'obtenir une mesure du débit circulatoire orbitaire global,

- Par l'ophtalmodynamographie, que nous reverrons,

- Par la rhéographie orbitaire, basée sur la conductibilité électrique du contenu vasculaire au cours du passage d'un courant alternatif de haute fréquence, expérimentée par BETTELHEIM, mais d'application clinique difficile, en raison du parasitage électromyographique.

o

o o

ETUDE HISTORIQUE

Après avoir rappelé par ordre chronologique les différentes techniques d'enregistrement du pouls oculaire réalisées depuis BAILLIART, nous décrirons les appareils mis au point pour l'enregistrement clinique.

- 1918 :

BAILLIART, peu après HOPF constate que le pied du tonomètre de SCHIOTZ est animé d'oscillations synchrones au pouls, d'une amplitude de 1 à 2 mm, maximale pour le poids de 7 à 8 g dans la majorité des cas. Il en déduit que les mouvements rythmiques des artères entraînent des modifications parallèles du tonus et du volume intra-oculaires, et que ces variations sont maximales quand la paroi artérielle est tendue au minimum, c'est-à-dire pendant la diastole, et sont inhibées quand la pression systolique devient inférieure à la somme des pressions intra et extra-oculaires.

Grâce à l'enregistrement photographique d'un index porté par le levier du tonomètre, BAILLIART et DIOUDONNAT obtiennent des tracés d'oscillations formées d'une ascension brusque suivie d'un plateau plus ou moins long et d'une descente très lente, parfois dicrote. Mais ils ne peuvent fournir aucune mesure précise des pressions artérielles.

- 1923

THIEL cherchant à explorer la vascularisation de malades à cornée opacifiée, étudie les variations pulsatoires du volume et de la pression oculaires. Il emploie un système à miroirs parallèles, dont l'un, posé sur la cornée, change d'inclinaison au cours des pulsations cornéennes. Les variations de la pression sont enregistrées à l'aide d'un thermocouple branché sur le piston du tonomètre à indentation et refroidi périodiquement par les oscillations.

THIEL peut ainsi étudier l'influence de la respiration, de la pression oculaire et de la pression artérielle ophtalmique. Il conclut que le pouls cornéen étudié suivant sa technique dépend essentiellement du volume sanguin choroïdien et n'est pas diminué notamment en cas d'obstruction des vaisseaux rétiniens centraux.

- 1950 -

T. ZENATTI construit un tonosphygmographe électronique permettant d'enregistrer les déplacements cornéens déterminés par le pouls oculaire, au cours d'une compression pneumatique progressive.

- 1957 :

HAGER reprenant l'idée de WEGNER (1930) enregistre le pouls orbitaire global et déduit de son tracé ophtalmodunamographique les pressions et le débit de l'artère ophtalmique et de ses branches.

- 1960 :

YAMAMORI met au point un ophtalmodunamomètre électronique muni d'un tonomètre à piston et d'une ventouse cornéenne dans laquelle onprée une dépression. Ce dispositif a l'avantage de mesurer directement la pression des vaisseaux oculaires sans superposition des battements de l'artère ophtalmique et de ses branches orbitaires.

- 1963 :

KRASNOV utilise un tonomètre à aplanation sur un malade en décubitus et enregistre les variations pulsatiles de la cornée au cours d'une compression par différents poids.

- 1964 :

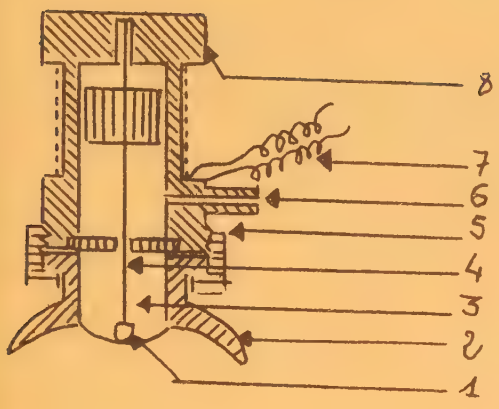
BYNKE et KRAKAU emploient un oculosphygmographe à cristal piézo-électrique avec compression de la cornée par un piston de charge croissante discontinue.

Cet appareil d'utilisation facile en clinique leur a permis des études statistiques.

o

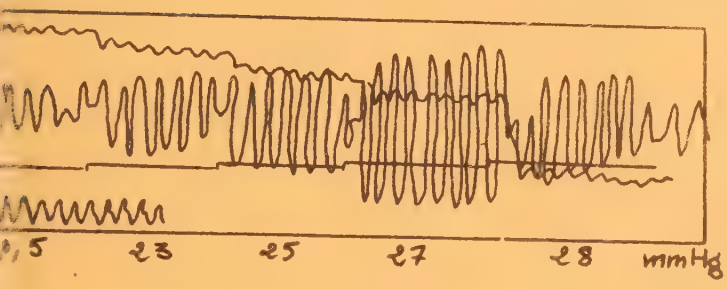
o o

TONOSPHYGMOGRAPHE DE E. ZENATTI



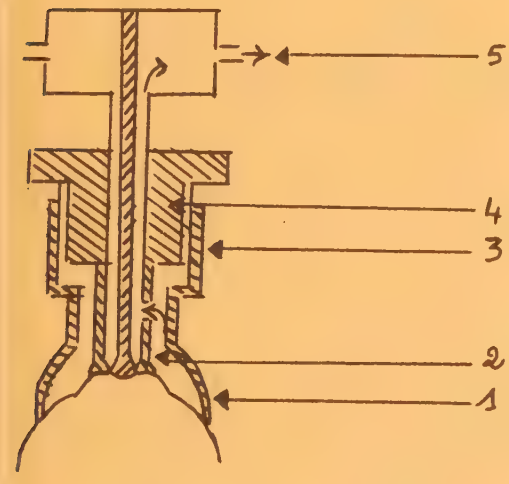
1 - Membrane flexible
2 - Ventouse de rétention
3 - Chambre de compression
4 - Tige oscillante et son noyau
5 - Bague d'assemblage entre bobine et ventouse
6 - Arrivée d'air comprimé
7 - Fils de connection avec l'enregistreur électronique
8 - Bobine

TRACE TONOSPHYGMOGRAPHIQUE



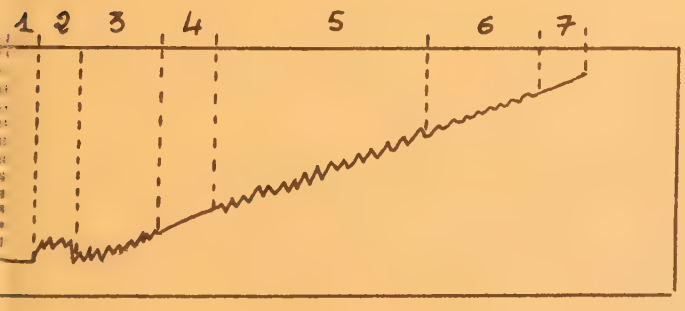
1 - Enfoncement cornéen
2 - Sphygmogramme oculaire
3 - Niveaux de pressions extérieures
4 - Sphygmogramme carotidien

OPHTALMODYNAMOMETRE DE YAMAMORI



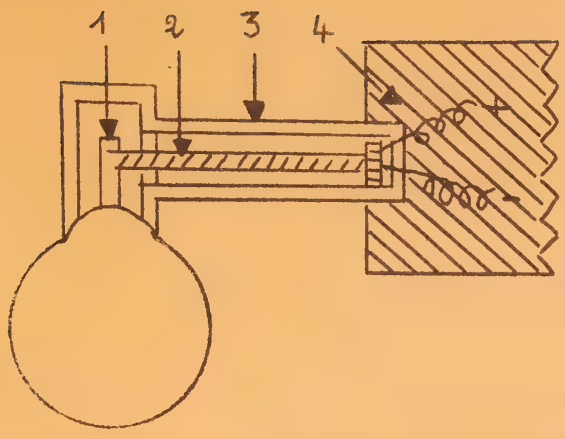
1 - Ventouse
2 - Pied du tonomètre électronique
3 - Cylindre de contention
4 - Piston
5 - Circuit d'aspiration de l'air

TRACE OPHTALMODYNAMOMETRIQUE



1 - Niveau 0 de référence
2 - Descente du tonomètre et contact léger
3 - Contact parfait et ondes de capacité
4 - Arrêt momentané
5 - Première période des ondes de pression
6 - Deuxième période des ondes de pression et ondes à minimum plat
7 - Arrêt définitif

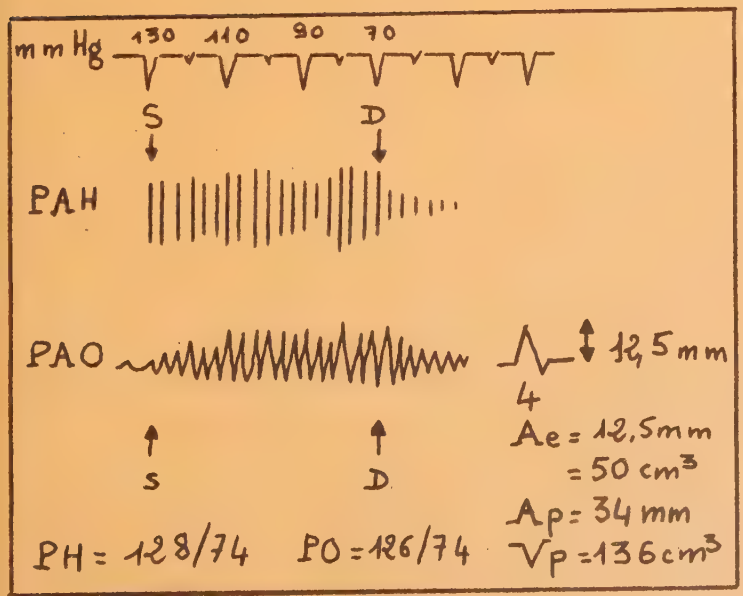
OCULOSPHYGMOGRAPHE DE BYNKE & KRAKAU



1 - Piston
2 - Cristal piezo électrique
3 - Support en plastique
4 - Cadre en bois

OPHTALMODYNAMOGRAPHE DE HAGER

TRACE OPHTALMODYNAMOGRAPHIQUE



1 - Repères de pression
2 - Tracé huméral
3 - Tracé ophtalmique
4 - Volume pulsatoire étalon

ETUDE TECHNIQUE

- A - LA TONOSPHYGMOGRAPHIE ELECTRONIQUE D'E. ZENATTI

I - Principe :

La tonosphygmographie consiste à comprimer progressivement par l'air le globe oculaire et à enregistrer les phénomènes tonométriques et oscillatoires provoqués par cette compression sur la cornée.

II - Matériel

L'appareil comprend :

1°) Une pièce de caoutchouc souple en forme de ventouse appliquée sur la cornée permettant :

- le maintien du dispositif sur le globe,
- l'application de la compression pneumatique sur la cornée,
- la détection des variations oscillatoires et pressionnelles dans l'aire cornéenne soumise à la compression.

C'est pourquoi, on distingue à cette ventouse 3 parties

a) Une chambre de rétention en forme de coupole de 11 mm de diamètre et de rayon de courbure légèrement inférieur à celui de la cornée, permettant une bonne adhérence sans provoquer de succion.

b) Une chambre de compression, à la partie supérieure de la ventouse,

- sa face inférieure est faite d'une fine membrane la séparant de la chambre de rétention et permettant la compression sur une aire déterminée de la cornée,
- sa face supérieure est formée par le détecteur électronique auquel elle est unie par une bague de métal.

c) Une membrane de détection, très mince, séparant les 2 chambres de la ventouse, de 6,5 mm de diamètre ; sur elle, repose la tige coulissante du détecteur électronique qui traverse la chambre de compression ; elle transmet la compression à la cornée et les variations cornéennes au détecteur.

2°) Un détecteur électronique qui comporte :

a) un manchon de plexiglas qui s'adapte par une bague à vis à la ventouse.

b) une tige métallique coulissant à travers 2 diaphragmes métalliques et reposant sur la membrane de détection, suivant ainsi tous les mouvements cornéens, et qui est reliée :

- à un amplificateur
- et à un enregistreur à 2 sensibilités (une pour les pressions tonométriques - une pour les oscillations cornéennes) commandé par un séparateur alternatif.

3°) Il existe en outre :

- un système de pression pneumatique avec manomètre enregistrant les pressions appliquées.
- un sphygmographe carotidien.

4°) Le tracé enregistré comprend :

- La pression pneumatique exercée par paliers successifs
- l'enfoncement tonométrique
- le pouls oculaire
- le pouls carotidien.

III - Technique :

Le sujet est allongé, la cornée est anesthésiée. On applique la ventouse de caoutchouc stérilisée et humidifiée sur la cornée, en chassant l'air à l'aide d'une languette périphérique.

On injecte progressivement l'air comprimé et on enregistre le tracé pendant 45 secondes environ, après avoir réglé le 0. Puis on retire la ventouse. Après la mesure, l'acuité visuelle chute brutalement en raison d'un oedème cornéen qui disparait sans séquelles en 20 minutes.

IV - Analyse du tracé :

Le tracé est inscrit sur un papier photographique millimétré avec le temps en abscisse, les amplitudes en ordonnée.

1°) Tracé de pression

L'étalonnage de la capsule manométrique est réglé pour que 1 millimètre d'amplitude corresponde à 1 millimètre de mercure de compression.

Pour l'étude du pouls oculaire, la compression se fait par paliers de 5 millimètres, le tracé est en marches d'escalier.

2°) Tracé tonométrique

Il traduit l'enfoncement cornéen et présente 3 portions décroissantes :

- la première à pente douce
- la deuxième à pente très abrupte correspondant à une sorte de collapsus cornéen

la troisième également à pente douce.

3°) Tracé oscillographique

Il apparaît grâce au séparateur, pour chaque palier de pression stable. Chaque oscillation comprend une phase systolique d'ascension rapide unie à angle aigu à la phase de descente diastolique dicrote.

Les oscillations apparaissent pour une pression minimale, croissent, passent par un maximum d'amplitude et disparaissent pour une pression maximale. La plus grande amplitude correspond à la phase d'enfoncement brusque de la cornée, dit point critique.

4°) Tracé carotidien

Il permet de mesurer le retard carotido-oculaire qui diminue avec l'âge du sujet et l'artériosclérose. Il est normalement de 0,25 seconde.

[illegible] [illegible]

1°) Que la cornée se comporte comme une membrane de capsule manométrique à la fois élastique et rigide, répondant à la loi générale :

$$x = A \sqrt[3]{P1 - P2}$$

- x = déplacement de la membrane
- A = coefficient de la membrane
- P1 & P2 = pressions de part et d'autre de la membrane.

La cornée obéit rigoureusement à cette loi, mais pour la première partie de la courbe où la cornée est convexe vers l'extérieur, le coefficient A est égal à 0,13 ; ce coefficient change brusquement lorsque la cornée passe à l'état d'aplanation, c'est-à-dire en absence de tension de la cornée ; il semble que la même loi soit applicable avec un coefficient A différent lorsque la cornée est concave vers l'extérieur. Cette loi cubique est plus conforme à la physique volumétrique et pressionnelle que la loi logarithmique de FRIEDENWALD, mais les courbes d'enfoncement tonométrique sont superposables.

On peut donc mesurer directement la pression intra-oculaire Pi, puisque l'on connaît dans la formule :

$$x = A \sqrt[3]{Pi - Pe}$$

x = l'enfoncement connu

A = le coefficient 0,13

Pe = la pression exercée de l'extérieur

2°) Qu'on ne peut déduire une valeur quantitative valable de la pression des vaisseaux choroïdiens à partir du tracé sphygmographique.

En effet, la coïncidence de l'indice oscillatoire maximal avec l'aplanissement cornéen pouvait faire croire à un état de double équilibre entre la pression extérieure, la pression intra-oculaire et la pression vasculaire entraînant la résonance maximale des parois cornéenne et vasculaire. En fait au point critique, il y a équilibre des pressions de part et d'autre de la cornée qui devient beaucoup plus sensible aux variations de pression, se transmet au maximum les pulsations vasculaires, mais ce point n'est pas forcément le point de résonance maximale des parois vasculaires.

3°) Que cet échec doit donner naissance à un tonosphygmographe à surface d'aplanation variable : le pouls se traduisant par une expansion rythmique de l'aire cornéenne aplanie.

Claude ZENATTI pense ainsi mesurer simultanément la pression intra-oculaire et le sphygmogramme, au cours d'une compression du globe, jusqu'au véritable indice oscillatoire maximal vasculaire. Mais la réalisation d'un capteur de variation de surface se heurte à des difficultés techniques encore importantes.

- B - L'OPHTALMODYNAMOMETRIE ELECTRONIQUE DE YAMAMORI

I - Principe :

De même que les vaisseaux intra-oculaires se mettent à battre au cours de l'ophtalmodynamométrie classique, l'artère ophtalmique et ses branches orbitaires entrent également en oscillation lorsqu'on comprime le globe oculaire d'avant en arrière.

Le but de cette méthode de mesure de la pression sanguine intra-oculaire est d'augmenter la pression intra oculaire, sans entraîner d'augmentation de la pression intra-orbitaire, et donc d'enregistrer les pulsations des vaisseaux transmises à la cornée en éliminant toute superposition des pulsations des vaisseaux extra-oculaires.

II - Matériel :

L'appareil est fait :

1°) d'un tonomètre électronique de HAYASHI dont le récepteur de pression est muni d'un piston de 19,5 mm de diamètre,

2°) d'une ventouse en plastique surmontée d'un cylindre de 21,5 mm de diamètre intérieur, dans lequel coulisse le piston, elle est posée sur la conjonctive,

3°) d'un dispositif d'aspiration permettant d'évacuer l'air de la ventouse d'une manière progressive et sous une pression réglable.

4°) d'un enregistreur de pression relié à l'intérieur de la ventouse.

5°) le tonomètre est suspendu par un câble à une balance équilibrée par une tare égale au poids de l'appareil augmenté de 20 g pour équilibrer la pression des paupières.

III - Technique :

Le sujet est en décubitus, l'oeil examiné anesthésié, l'oeil non examiné fixant un point lumineux.

Le tonomètre est réglé au 0, la tige sonde dépassant de 0,25 mm la base du Pied. Le dispositif d'aspiration est mis en marche, créant une dépression dans la ventouse et provoquant la descente du piston dans le cylindre jusqu'au contact du tonomètre avec la cornée.

L'aspiration déforme la cornée et la sclère et augmente la pression intra-oculaire - mais grâce à la tare, aucune pression n'est exercée vers l'arrière du globe et la pression intra-orbitaire reste inchangée.

IV - Analuse du tracé normal

L'appareil est réglé de telle sorte qu'un déplacement de 10 millimètres sur le tracé corresponde à 1 gramme de charge sur la tige sonde ; le déroulement est de 10 mm/s.

Le tracé comprend :

1°) une droite d'amplitude constante servant de 0 de référence : c'est la période où le tonomètre est maintenu à la main dans la ventouse, au-dessus de la cornée.

2°) Une courbe très accidentée où le tonomètre est descendu et mis en contact avec la cornée, par la tige-sonde seule.

3°) En augmentant la dépression, on annule la surcharge due aux paupières : c'est le point de contact parfait où la base du tonomètre repose sur la cornée et la période des pulsations de capacité, oscillations de grande amplitude au voisinage du 0, décroissant avec l'augmentation de la dépression.

4°) puis période d'atténuation des pulsations de capacité, jusqu'à l'arrêt momentané inconstant.

5°) période de nouvelles oscillations d'amplitude croissante : ce sont les premières pulsations de pression.

6°) période d'atténuation avec oscillations de faible amplitude et apparition d'ondes secondaires.

7°) deuxième période des pulsations de pression d'amplitude presque constante avec disparition des ondes secondaires :

L'évolution de la forme de ces ondes est très variable, il apparaît souvent des ondes à minimum plat.

9°) enfin arrêt définitif.

Le tracé idéal peut être modifié :

- par le phénomène de palier, où malgré une dépression progressive la courbe de charge de la tige du tonomètre s'établit par sauts brusques,

- par les vibrations du dispositif, notamment du plateau-contre-poids,

- par les mouvements du patient,

- par la hauteur de la ligne de base, les pulsations apparaissant d'autant plus facilement qu'elle est basse.

par les ondes dures qui seraient dues aux poussières dans le dispositif enregistreur.

L'auteur a établi la relation permettant de calculer la pression intra-oculaire en millimètres de mercure :

Pi o = [illegible]

W en gramme = charge de la tige-sonde

N en mm = dépression exercée dans la ventouse.

La mesure de la pression artérielle maxima se fait au sommet de la dernière onde de la période des pulsations de pression.

La pression minima est mesurée au moment où la hauteur des ondes commence à diminuer et où les ondes à minimum plat apparaissent.

Par cette technique, on peut mesurer de façon directe et continuelle la pression intra-oculaire, à partir du moment de contact parfait entre la base du pied du tonomètre et la cornée, c'est-à-dire au moment des oscillations de capacité.

On peut en rapprocher l'appareil de [illegible], nettement moins perfectionné mais utilisant le même principe.

- - - - - -

C - L'OCULOSPHYGMOGRAPHIE DE BYNKE ET KRAKAU

I - Principe

C'est encore l'enregistrement des mouvements oscillatoires de la cornée synchrones au pouls, à l'aide d'un cristal piézo-électrique pour des niveaux de pression croissants.

II - Matériel :

Il s'agit d'un instrument pesant 30 grammes, constitué par :

1°) un cristal piézo-électrique de 4 centimètres, maintenu par un support de plastique.

2°) le support, suspendu au-dessus du globe, fixé d'un côté à un cadre en bois et reposant de l'autre côté par son pied sur la cornée.

L'extrémité fixe du cristal est à l'intérieur du support ; l'extrémité mobile est incluse dans un piston de plastique reposant sur la cornée à l'intérieur du pied du support.

La charge du support peut être augmentée par des poids additionnels de 2 - 6 - 13 et 19 grammes.

Les inflexions du cristal engendrées par les oscillations cornéennes déterminent des variations de potentiel, enregistrées à l'aide d'un "Mingograph".

III - Technique :

Le sujet est allongé, la tête fixée sur un appui, observant un point de fixation au plafond.

Le support est placé de façon que son centre de gravité soit au-dessous du point de contact cornéen.

Le tracé est effectué pour différents poids.

IV - Analyse du tracé

Le tracé montre des oscillations à ascension brusque et chute plus lente, dicrote.

L'amplitude des oscillations est croissante avec la charge appliquée.

On mesure sur le tracé des oscillations maximales, en faisant la moyenne de 5 à 6 ondes.

Ce type de tracé ne permet qu'un examen comparatif des amplitudes maximales de chaque oeil, aucune mesure pressionnelle ne peut être déduite.

- - - - - - -

- D - L'OPHTALMODYNAMOGRAPHIE DE HAGER

I - Principe :

L'ophtalmodynamographie se propose d'enregistrer les oscillations de l'artère ophtalmique près de son origine au cours de la compression pneumatique du contenu orbitaire à travers les paupières fermées.

II - Matériel :

L'appareil est composé :

1°) d'un coussinet pneumatique appliqué sur l'oeil fermé et maintenu par une sangle sur le rebord orbitaire il constitue la chambre de pression pouvant atteindre 300 millimètres de mercure, reliée à un dispositif permettant une chute linéaire de la pression et à un lecteur de pression.

2°) un manchon pneumatique huméral et un microphone enregistrant les bruits de KOROTKOW.

3°) un transmetteur de pression à stylet enregistreur recevant des impulsions discontinues tous les 10 ou 20 millimètres de mercure et inscrivant le tracé des oscillations.

III - Technique

Le sujet est assis, yeux fermés. Le coussinet est adapté et sanglé. Le manchon et le microphone sont mis en place au bras.

On comprime à l'aide d'une poire à la fois l'orbite et l'artère humérale au-dessus de la pression systolique puis on enregistre les oscillations qui apparaissent au cours de la décompression suivant le principe de l'appareil de PACHON.

IV - Analyse du tracé :

Il comprend :

1°) les repères des niveaux de pression s'inscrivant en haut du tracé tous les 10 millimètres.

2°) le tracé huméral avec l'inscription des bruits de KOROTKOW

3°) le tracé ophtalmique :

- pour les pressions suprasystoliques, il n'y a que de faibles oscillations résiduelles.

- pour la pression systolique apparaît une première oscillation aigüe, correspondant au premier bruit du tracé huméral.

- au cours de la décompression, les oscillations sont de plus en plus amples et pointues.

- à la période diastolique, la branche descendante se poursuit à angle très aigu avec la branche ascendante suivante.

- la pression diastolique est atteinte quand les oscillations sont maximales, au-dessous les oscillations disparaissent rapidement.

Normalement les pressions diastolique et systolique de l'artère ophtalmique sont inférieures aux pressions humérales de 5 à 10 millimètres de mercure.

La forme des oscillations dépend de la pression moyenne dans les vaisseaux orbitaires et de l'élasticité des parois vasculaires : elle est donc modifiée dans les cas pathologiques.

4°) Le débit pulsatoire (P.V) est calculé par comparaison avec une amplitude pulsatoire étalon de 50 mm (...), à partir de la moyenne des amplitudes de 6 oscillations maximales diastoliques (Ap).

[illegible] normalement [illegible] mm.

Cette technique permet des mesures absolues et comparatives des pressions de l'artère ophtalmique à 8 mm de son origine, puisque les mesures sont possibles après énucléation ; l'aspect des ondes renseigne sur l'état des parois. Le tracé est indépendant de la pression oculaire.

Elle explore la vascularisation d'amont et le système carotidien interne ; mais aussi les autres sources de la vascularisation orbitaire lorsque les anastomoses avec les branches de la carotide externe sont fonctionnelles, et ceci sans discrimination possible.

ETUDE CRITIQUE ET COMPARATIVE

Ces appareils, conçus pour des mesures cliniques, sont tous pratiques, quoique les dispositifs d'enregistrement soient souvent encombrants.

Tous ont une bonne sensibilité, les tracés normaux étant facilement obtenus. Celle de l'oculosphygmographe de BYNKE a été en particulier étudiée à l'aide d'une membrane de haut parleur, alimentée par un générateur de fréquences : la courbe de sensibilité est tout à fait stable entre 30 et 60 cps.

La technique de mesure est aisée, ne demandant le plus souvent qu'une anesthésie cornéenne superficielle ; la mesure est courte, inférieure à 1 minute, peu pénible, sans complications. L'enregistrement peut donc être effectué par un technicien, le tracé obtenu pouvant être conservé et interprété ultérieurement par le clinicien.

Ces méthodes peuvent être employées sur tous les globes oculaires, quels que soient le rayon de courbure de la cornée, l'état de la pupille et des milieux transparents. L'influence de la rigidité scléral semble avoir été résolue pour l'appareil de ZENATTI puisque la cornée répond à une loi simple au cours de son enfoncement ; pour l'appareil de BYNKE, elle interfère comme au cours d'une tonométrie à indentation banale.

Tous les tracés reproduisent des oscillations synchrones à celles des parois vasculaires et recueillies,

- soit au niveau de la cornée,
- soit au niveau du contenu orbitaire entier.

L'interprétation des tracés est facile, lorsqu'on se contente d'un examen comparatif des yeux, on peut alors calculer en pourcentage le déficit unilatéral en mesurant l'amplitude des oscillations maximales de chaque oeil, à condition que les pressions intra-oculaires soient égales.

Par contre, une mesure numérique absolue n'est pas toujours possible. La pression vasculaire peut être calculée lorsqu'elle s'égalise avec la pression intra-oculaire ou intra-orbitaire.

- Ainsi l'oculosphygmographe de BYNKE et KRAKAU ne comporte que des niveaux de charge discontinus, ne permettant pas de saisir le moment précis de l'équilibre entre sang et milieu intra-oculaire.

- Sur le tracé du tonosphygmographe de ZENATTI, le repérage de cet équilibre n'est pas possible d'une façon certaine.

YAMAMORI s'est préoccupé d'éliminer les oscillations parasites orbitaires, ces mesures concernent donc les pressions des seuls vaisseaux oculaires ; les mesures sont directes, sans table de conversion, mais le choix de la maxima et de la minima paraît un peu arbitraire et de repérage aléatoire.

Il semble que dans les techniques utilisant le pouls cornéen, l'idée de C. ZENATTI permettant d'éliminer l'influence de la membrane cornéenne, en utilisant un tonomètre à surface d'aplanation variable soit la solution d'avenir.

- Enfin, l'ophtalmodynamographe de HAGER est le seul appareil réellement conçu pour les mesures les pressions et débits, la sustolique et la diastolique encadrent les bruits de KOROTKOW, mais ces mesures concernent l'artère ophtalmique et sont totalement indépendantes de la pression intra-oculaire puisqu'elles sont possibles en cas d'énucléation.

En pathologie, l'ophtalmodynamographie renseigne utilement

- dans les occlusions carotidiennes unilatérales, associées à l'ophtalmodynamométrie : les résultats sont inconstants, ne permettent pas de différencier sténose et thrombose, et de situer la lésion ; mais une ophtalmodynamographie normale avec un déficit à l'ophtalmodynamométrie classique prouve l'existence d'une circulation de suppléance efficace entre carotide externe et artère ophtalmique.

- dans les affections entraînant une chute du débit oculaire global telles que l'artérite temporale et le sundrome de l'arc aortique, l'aspect distordu des oscillations et leur basse amplitude y sont évocateurs.

- dans les angiomes et anévrysmes intracraniens : l'amplitude des oscillations est augmentée du côté atteint.

- dans le glaucome : la mesure des pressions artérielles est indépendante de la pression oculaire et possible malgré le myosis médicamenteux ; en cas de glaucome aigu on observe une augmentation du volume de pulsation, dû à la congestion orbitaire.

Les méthodes utilisant le pouls cornéen sont en outre utilisables dans l'exploration des maladies vasculaires choroïdiennes pouvant montrer un déficit unilatéral, alors que les atteintes vasculaires rétiniennes n'influencent pas le tracé.

CONCLUSION

Les pulsations des vaisseaux retransmises au niveau de l'oeil ou du contenu orbitaire entier sont susceptibles d'être amplifiées, d'après un phénomène de résonance, lorsqu'on augmente la pression extravasculaire jusqu'à égalisation avec la pression intravasculaire.

Les divers appareils étudiés dans cette thèse ont pour but d'enregistrer ces oscillations et d'en tirer, pour certains, des mesures quantitatives des pressions.

En ce qui concerne la sphygmographie qualitative, c'est-à-dire l'étude de la forme de l'onde pulsatile : on enregistre facilement, grâce aux progrès de l'électronique, en branchant un oscillographe sur n'importe quel tonomètre destiné à la tonographie.

Pour la sphygmographie quantitative, c'est-à-dire l'étude des pressions et des débits sanguins intra-oculaires, riche de promesse pour la connaissance de la pathologie oculaire, il n'existe encore aucun appareil clinique permettant réellement cette étude. Nos connaissances n'ont guère progressé depuis BAILLIART.

Cependant, l'examen comparatif des deux yeux permet d'une manière fidèle de détecter un déficit unilatéral de la vascularisation choroïdienne, ophtalmique ou carotidienne.

Cette technique reste dans la plupart des cas un appoint au diagnostic et un élément de pronostic. Son principal intérêt est d'être utilisable quand l'ophtalmoscopie est impossible.

- - - - - -

B I B L I O G R A P H I E

1) BAILLIART. (P)

- La circulation rétinienne à l'état normal et pathologique
  Bull. SO Paris 1919 p. 250

- Oscillations du levier du tonomètre de SCHIOTZ
  Un procédé d'enregistrement.
  Bull. S.O Paris 1918 p. 287

2) BARNES (RH) & Coll.

- Pléthysmographie ophtalmique : techniques et potentiels
  Dis. Nervous System 1967, 28, p. 293

3) BETTELHEIM (H)

- Ophtalmodynamographie, nouvelle méthode d'exploration de la circulation céphalique
  Arch. Oph. 1969, 29, p. 175

- Le dynamogramme de l'orbite vide
  Arch. Klin. Exp. Opht. 1969, 177/1 p. [illegible]

- Expériences avec l'ophtalmodynamographie dans le diagnostic de l'occlusion carotidienne
  Amér. Journ. Opht. 1967, 64/4, p. 689

- Possibilités et limites d'une pneumo-pléthysmographie de l'oeil
  Graefes Arch. Opht. 1969, 178, p. 152

- Un procédé simple pour l'enregistrement du pouls oculaire
  Klin Mbl. Augenheilk 1969, 154/5, p. 757

4) BRON (A.J) & Coll.

- Pléthysmographie avec occlusion veineuse et l'oeil
  H. Kimpton. Publ. London 1969, p. 43

5) BYNKE (H.G) & Coll

- Un instrument piézo-électrique, modifié par l'oculosphygmographie
Acta Ophtal. K bh 1970, 48/4, p. 691
Ophtalmologica (Basel) 1964, 148, p. 367

- Origine du pouls oculaire
Ophtalmologica (Basel) 1967, 153, p. 29

- Diagnostic de l'occlusion carotienne par oculosphygmographie
Neurology 1966, 16, p. 383

- Nouvelles études en oculosphygmographie
Trans. Swedish. Ophtal. Soc (Stockholm) Nov 1965

6) CASTREN (J.A) & LAVIKAINEN (P)
Acta Opht (Kbh) 1964, 42, p. 219

7) CHRISTENSEN (R.E) & Coll

- La Pléthysmographie photoélectrique
Invest. Ophtal. 1971, 10/4, p. 247

8) DEMAILLY (P)

- Physiologie de la choroïde
Clinique Opht. MARTINET 1969, 5, p. 17

9) DUBOIS-POULSEN (A)

- Sphygmodynamométrie
Clinique Ophtal. 1968, 4, p. 41

10) DUKE-ELDER

- System Of Ophtalmology, Kimpton (London) 1961, vol. 2, p. 363

11) FINKE (J)

- L'ophtalmodynamographie en neurologie et psychiatrie
Springer Verlag Ed. 1966

- Estimation du débit sanguin de la choroïde et de la rétine chez les animaux

Amér. Journ. Opht. 1965, 60, p. 350

13) FRITZ

Circulation transsclérale

Bull S.O Paris 1955, 7, p. 139

14) HAGER (H)

- Possibilités diagnostiques de l'ophtalmodynamographie

Klin. Mbl Augenheilk 1962, 141, p. 801

1965, 146, p. 108

- Signification diagnostique de l'ophtalmodynamographie lors des sténoses de la carotide

Revue neurol. 1966, 115/4, p. 703

- Ophtalmodynamographie

Triangle SANDOZ 1966, 7, p. 255

15) HIROISHI et Coll.

- RINOAM. 1957, 11, p. 155

16) ISAMBERT et Coll.

- Le pouls choroïdien et ses variations

Clin. Opht. 1970, 3, p. 167

17) JENSEN (S)

- Oculosphygmographie

Acta Ophtalm. 1968, 46, p. 674

18) KOGURE(F) et Coll.

- Etude sur le phéthysmogramme photoélectrique

Acta Soc. Oph Jap. 1969, 73, p. 1999

19) KRASNOV (M.M.)

- Ophtalmosphygmographie chez les sujets sains et glaucomateux

Vestn. Oftal. 1963, 2, p. 18

20) LESTER (H.A.)

- Oculo-oscillométrie dans les maladies vasculaires cérébrales

Arch. Opht. (Chicago) 1966, 76/3, p. 391

21) MAGITOT

- Physiologie oculaire MASSON Ed.

22) MASINGUE

- Photopléthysmographie dans le glaucome

Thèse Paris 1956

23) MOORE (R.F.)

- La circulation rétinienne dans l'artériosclérose

Trans. Opht. Soc. U.K. 1916, 36, p. 319

24) MORAX (V) et Coll.

- Symptomes et signes ophtalmologiques des sténoses et occlusions carotidiennes

Rapport S O F 1970

25) NISHI (A)

- Etudes sur les courants de la circulation choroïdienne

Folia Ophtal. Jap. 1965, 16/4, p. 301

26) PATERSON (R.H.)

- Oculosphygmographie dans l'insuffisance carotidienne

Arch. Neurol. (Chicago) 1970, 22/1, p. 20

27) THIEL (R.)

- Ber. Deutsch. Opht. Ges. (Heidelberg) 1928, 47, p. 198

28)UEMURA et Coll.

- Journ. Opht. Soc. Jap., 1953 57, p. 113

29) UYAMA et Coll.

- Etudes cliniques sur le pouls cornéen et la pression artérielle rétinienne

Acta Soc. Ophtal. Jap. 1961

30) YAMAMORI et Coll.

- Un nouvel ophtalmodynamomètre électronique

Journal Opht. Soc. Jap. 1960 61 p. 166

31) ZENATTI (E)

- Sphygmo oscillographe électronique

Ann. Ocul. 1950, 183, p. 935

- Tonosphygmo-oscillographe électronique

Bull S.O.F. 1955, p. 246

32) ZENATTI (C)

- Principes de la tonosphygmographie électronique

Thèse Paris 1957.

VU, le Président de thèse,

Monsieur OFFRET

VU, le Doyen de la Faculté,

Monsieur CASTAIGNE

VU ET PERMIS D'IMPRIMER,

Le Recteur de l'Académie de PARIS,

Monsieur MALLET